

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-527043

(P2016-527043A)

(43) 公表日 平成28年9月8日(2016.9.8)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/14

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2016-532702 (P2016-532702)  
 (86) (22) 出願日 平成26年8月11日 (2014.8.11)  
 (85) 翻訳文提出日 平成28年1月15日 (2016.1.15)  
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2014/067139  
 (87) 國際公開番号 WO2015/018946  
 (87) 國際公開日 平成27年2月12日 (2015.2.12)  
 (31) 優先権主張番号 PCT/CN2013/081206  
 (32) 優先日 平成25年8月9日 (2013.8.9)  
 (33) 優先権主張国 中国(CN)  
 (31) 優先権主張番号 13194039.7  
 (32) 優先日 平成25年11月22日 (2013.11.22)  
 (33) 優先権主張国 歐州特許庁(EP)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 KONINKLIJKE PHILIPS  
 N. V.  
 オランダ国 5656 アーネー アイン  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 H i g h T e c h C a m p u s 5,  
 N L-5656 AE E i n d h o v e  
 n  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療イメージング及び情報表示のための方法とシステム

## (57) 【要約】

本発明は医療イメージング及び情報表示のための方法とシステムを提供する。本発明の一態様によれば、以下のステップを有する医療イメージング及び情報表示の方法10が提案される：医療イメージング装置の複数の異なるイメージングモードの各モードにおいて対象のイメージング面若しくはイメージングボリュームにおける複数の点の各点のイメージングデータを取得するステップ11；上記各モードにおける点のイメージングデータ及び上記各モードにおける点に隣接する上記複数の点のうち少なくとも一つの他の点のイメージングデータを既定モデルに適用することによって、上記各点について値を導出するステップ12、既定モデルは対象に関する臨床医療アプリケーションに従って選択される；導出された値全てに基づいて画像を構成するステップ13；及び構成された画像をユーザに表示するステップ14。従って、医療イメージング及び情報表示の新規の方法は医師の負担を軽減し、従来のROI法と比較して高解像度で画像を医師に提供し得る。

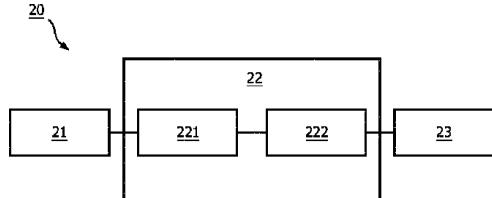


FIG. 2

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

医療イメージング及び情報表示のためのシステムであって、複数の異なるイメージングモードの各モードにおいて対象のイメージング面若しくはイメージングボリュームにおける複数の点の各点のイメージングデータを取得するための医療イメージング装置と、

処理装置であって、

前記複数の点の前記各点について、前記各モードにおける前記点のイメージングデータと、前記各モードにおける前記点に隣接する前記複数の点のうち少なくとも一つの他の点のイメージングデータとを既定モデルに適用することによって、値を導出するための導出ユニットであって、前記既定モデルは前記対象に関する臨床医療アプリケーションに従って選択される、導出ユニットと、

前記導出された値全てに基づいて画像を構成するための構成ユニットとを有する処理装置と、

前記構成された画像をユーザに表示するための表示装置とを有するシステム。

**【請求項 2】**

前記少なくとも一つの他の点の各々と前記点との間の距離が既定値を超えない、請求項1に記載のシステム。

**【請求項 3】**

前記医療イメージング装置が超音波イメージング装置である、請求項1に記載のシステム。

**【請求項 4】**

前記異なるモードにおける前記イメージングデータが同時に取得され、前記イメージングデータの点レベルの対応が前記異なるイメージングモード間で確立されるように、前記超音波イメージング装置のための送信信号シーケンスが送信信号の時系列、信号エネルギー、及びビーム形成パターンに従って設計される、請求項3に記載のシステム。

**【請求項 5】**

前記複数の異なるイメージングモードが全部で五つのモードを有し、

前記送信信号シーケンスが、第二の典型的な超音波面送信の位相が反転される、二つの高エネルギー及び高集束超音波面送信で補間される三つの典型的な超音波面送信を有する、請求項4に記載のシステム。

**【請求項 6】**

前記構成ユニットが、前記画像中の各点が前記イメージング面における対応する点の値に従って異なる輝度若しくは色を持つように前記画像を構成する、請求項1に記載のシステム。

**【請求項 7】**

前記既定モデルが機械学習ベースモデルである、請求項1から6のいずれか一項に記載のシステム。

**【請求項 8】**

前記既定モデルが臨床判断支援モデルである、請求項1から6のいずれか一項に記載のシステム。

**【請求項 9】**

医療イメージングと情報表示の方法であって、

医療イメージング装置の複数の異なるイメージングモードの各モードにおいて対象のイメージング面若しくはイメージングボリュームにおける複数の点の各点のイメージングデータを取得するステップと、

前記各点について、前記各モードにおける前記点のイメージングデータと、前記各モードにおける前記点に隣接する前記複数の点のうち少なくとも一つの他の点のイメージングデータとを既定モデルに適用することによって、値を導出するステップであって、前記既

10

20

30

40

50

定モデルが前記対象に関する臨床医療アプリケーションに従って選択される、ステップと、  
前記導出された値全てに基づいて画像を構成するステップと、  
前記構成された画像をユーザに表示するステップと  
を有する方法。

【請求項 1 0】

前記少なくとも一つの他の点の各々と前記点との間の距離が既定値を超えない、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 1】

前記医療イメージング装置が超音波イメージング装置である、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 2】

前記異なるイメージングモードにおける前記イメージングデータが同時に取得され、前記イメージングデータの点レベルの対応が前記異なるイメージングモード間で確立されるように、前記超音波イメージング装置のための送信信号シーケンスが送信信号の時系列、信号エネルギー、及びビーム形成パターンに従って設計される、請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記導出された値全てに基づいて画像を構成するステップが、  
前記画像中の各点が前記イメージング面における対応する点の値に従って異なる輝度若しくは色を持つように画像を構成するステップを有する、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記既定モデルが機械学習ベースモデルである、請求項 9 から 1 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 5】

実行されるときに、請求項 1 に記載のシステムが請求項 9 から 1 4 のいずれか一項に記載の方法を実行することを可能にする命令のセットを有するコンピュータプログラム製品。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は臨床医療イメージングに、より具体的には医療イメージング及び情報表示のための方法とシステムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

今日、臨床医療イメージングは患者について必要な情報を医師に提供する重要な役割を担っている。例えば、CT、MRI、超音波若しくは同様のものなど、様々なイメージングモダリティがこれに関して医師を支援するために現在利用可能である。各イメージングモダリティごとに、異なるイメージングモードがある。

【0 0 0 3】

超音波を例にとると、超音波イメージングは無放射で、非侵襲的で、リアルタイムの低コスト技術であるため、臨床用途において広く利用されている。当該技術分野で周知の通り、超音波イメージングにおいては異なる種類のモードがあり、例えばBモード超音波、カラー超音波、コントラスト超音波、ストレイン超音波及び定量エラストグラフィ超音波を含むエラストグラフィ超音波があるがこれらに限定されない。

【0 0 0 4】

患者について包括的な情報を得るために、医師はしばしば異なるイメージングモードからのイメージングデータを組み合わせる必要がある。全イメージングデータを最適に使用する方法は人間にとて困難な問題である。その主な理由は臨床オブジェクトが高次元空間に存在し、人間の知覚が限られており、高次元問題を解く能力に欠けていることである。

10

20

30

40

50

**【 0 0 0 5 】**

機械学習などのコンピュータ技術は人間よりも高次元問題を扱う能力に優れている。従って、コンピュータ技術に基づく臨床判断支援（CDS）システムはそうした包括的情報を医師に提供するのに重要な役割を担う。

**【 0 0 0 6 】**

しかしながら、臨床オブジェクトについて、医師は最初に患者のイメージング面若しくはイメージングボリュームにおいてオブジェクトを示すために関心領域（ROI）を選択し、そして構造的情報、機能的情報若しくは診断情報 자체をも提供するために関連分析若しくはコンピュータアルゴリズムを適用することを要求される。

**【 0 0 0 7 】**

U S 6 1 8 6 9 4 9 B 1 は符号化送受信（c o d e d e x c i t a t i o n）を用いる三次元血流イメージングのための方法と装置を開示する。符号化送受信と血管壁フィルタリング（w a l l f i l t e r i n g）を用いて三次元血流イメージングを実行する際、広帯域パルスの符号化シーケンス（基本周波数を中心とする）が特定送信焦点位置へ複数回送信される。受信時、各送信ごとに取得される受信信号は圧縮されてバンドパスフィルタリングされ、基本周波数を中心とする圧縮パルスを分離する。そして圧縮され分離された信号は血流イメージングデータを抽出するために血管壁フィルタリングされる。このプロセスは血流イメージングデータのボリュームを取得するために多数のスキャン面の各々において多数の送信焦点位置について繰り返される。そしてボリュームレンダリングされた画像が生成され、これはユーザが任意の角度からデータボリュームを見ることが可能にする。加えて、データボリュームはデータボリュームを通る任意切断面の二次元画像を生成するように再フォーマットされ得る。

10

20

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【 0 0 0 8 】**

本発明の発明者らは上記のようなROIの手動選択に基づくCDSシステムが複数の欠点を持つことを認識した。

**【 0 0 0 9 】**

第一に、ROI選択プロセスは異なるモードで個別に実行され、医師は同じオブジェクトを示そうとするために異なるモードについてROIを選択する必要がある。これはリアルタイムに実行されることはできず、スクリーニングプロセスの最中にCDS情報を提供することは不可能である。さらに、この選択プロセスはミスにつながることがあり、時間がかかる。時に医師は、特に若手の医師は、正しいROIを選択するのが難しく、従って検査若しくは診断されるべきオブジェクトを見過ごす。加えて、例えばROI全体に対して一つの値など、CDS情報はROIごとに提供される。言い換えればCDS情報の粒度は低い。加えて、医師は一つの局所ROIについて異なるモードからの情報を提供されるので、臨床オブジェクトの全面的理解を得ることが難しい。

30

**【 0 0 1 0 】**

第二に、異なるイメージングモードからの画像データは一般に異なるモード間を切り替えることによって連続的に取得され、送信される無線周波数信号は一般に異なるイメージングモードによって異なる。送信された無線周波数信号が異なるとき、取得画像中のピクセルの数と位置も異なる。加えて、異なるモードにおけるイメージング面若しくはイメージングボリュームはイメージング装置と患者間の相対位置における変化に起因して異なる可能性がある。例えば、超音波スクリーニング中、医師によって保持される超音波プローブの位置及び／又は角度は、医師が異なるモード間を切り替えるときに超音波プローブの視野も変更されるように変更され得る。従って、異なるイメージングモードの画像データはピクセルレベルの対応を持たない。結果として、異なるモードの画像データのピクセルレベルの組み合わせは非常に複雑になる。

40

**【 0 0 1 1 】**

特殊な場合として、あるイメージングモードについては、ピクセルレベルの対応を伴う

50

異なるモードの同時イメージングが実現されるとみなされ得る。例えば、カラー モードのために使用される無線周波数 (R F) 信号シーケンスは B モードイメージングモードのために使用されるものと同じである。これに基づき、カラー及び B モード間のピクセルレベルの対応が得られ、これら二つのモードからの画像データのピクセルレベルの組み合わせが実現されることがある。しかしながら、今日これら二つのモードの組み合わせはイメージングデータのピクセルサイズの重畠に過ぎない。つまり、各ピクセルについて組み合わされたイメージングデータは二つのモードにおけるそのピクセルのイメージングデータの総和である。従って、組み合わされたイメージングデータはいかなる追加 C D S 情報も提供しない。医師はそれらを従来のイメージングモードとして使用し、それらを従来の方法で処理しなければならない。従って、満足のいくやり方で高次元データを同時に処理する方法は依然医師にとって困難な課題のままである。一方、こうした種類の現在のイメージングモードの R F 信号は異なるイメージングモードを生成するには制限が多過ぎることが多い。その数は一般に 2 を超えず、これは十分なイメージング情報を提供してその後の C D S 処理ステップを実現するためには不十分であり得る。

10

## 【0012】

従って、医師が異なるモードのイメージングデータから R O I を選択することを課せられることなく、異なるイメージングモードから包括的情報を医師に提供するために、医療イメージング及び情報表示のための新規の方法とシステムを提供することが有利であり得る。上述の従来技術と比較して、異なるイメージングモードは特定モードに限定されず、その数は必要であれば可能な限り多くなり得る。

20

## 【課題を解決するための手段】

## 【0013】

本発明の一態様によれば、以下のステップを有する医療イメージングと情報表示の方法が提案される：医療イメージング装置の複数の異なるイメージングモードの各モードにおいて対象のイメージング面若しくはイメージングボリュームにおける複数の点の各点のイメージングデータを取得するステップ；当該各点について、当該各モードにおける点のイメージングデータと、当該各モードにおける点に隣接する当該複数の点のうち少なくとも一つの他の点のイメージングデータとを既定モデルに適用することによって、値を導出するステップ、既定モデルは対象に関する臨床医療アプリケーションに従って選択される；導出された値全てに基づいて画像を構成するステップ；及び構成された画像をユーザに表示するステップ。

30

## 【0014】

従来の画像処理法と比較して、本発明にかかる方法は医師が異なるモードにおいてオブジェクトを示すために関心領域 (R O I) を選択し、そして情報自体を提供するために関連分析若しくはコンピュータアルゴリズムを適用することを要求しないので、本発明にかかる方法は医師の負担を大幅に軽減する。

30

## 【0015】

さらに、本発明にかかる方法では、点のイメージングデータと、点に隣接する少なくとも一つの他の点のイメージングデータとを既定医療アプリケーション関連モデルに適用することによって、イメージング面若しくはイメージングボリュームにおける各点について値が導出され、そして導出された値全てに基づいて画像が構成されてユーザに表示されるので、方法は医師にとってリアルタイムスクリーニングを可能にする。例えば、超音波スクリーニング中、医師がプローブを特定面へ動かすとき、視野内の各ピクセルについての導出値は画像として鮮明に表示され、医師にリアルタイムに提示され、医師がプローブの角度若しくは位置を変更するときは、提示された画像がそれに従って更新される。さらに、これは臨床オブジェクトについての情報をピクセルレベルで直接伝える画像を提示することができるので、医師は従来の R O I 法と比較して高解像度画像を提供され、臨床オブジェクトの全面的理解を得ることができる。従って、医師はオブジェクトを見過ごすことがない。

40

## 【0016】

50

一方、イメージング面若しくはイメージングボリュームにおける各点についての値は点自体のイメージングデータのみからではなく、点に隣接する少なくとも一つの他の点のイメージングデータにも基づいて導出される。このように、本方法を使用することはさらに導出値の品質を改良し、及び／又は導出値がより多くの臨床情報を提供することを可能にし、より良好で多くの情報を含む構成画像をもたらし得る。言い換えれば、出力画像は医師にとってより有用で信頼できるものとなる。

【0017】

ここで、当業者は少なくとも一つの他の点の各々と点との間の距離が既定値を超えないことを容易に理解し得る。例えば、一実施例において、少なくとも一つの他の点は目標点に最も近い点であり得る。言い換えれば、それらはイメージング面若しくはイメージングボリュームにおいて目標点に関して右上、左上、右下、左下の点であり得る。

10

【0018】

既定モデルは臨床医療アプリケーションに関する臨床情報を提供する臨床医療アプリケーションに関する任意のモデルであり得る。

【0019】

典型的に、既定モデルは非線形である。一実施例において、既定モデルは機械学習ベースモデルである。別の実施例では、構成画像が臨床判断支援情報を医師に提供し得るよう、既定モデルは臨床判断支援（CDS）モデルであり得る。CDSモデルについて、CDSモデルは患者などの対象に関する診断情報を出力するモデルであり得ることが当業者によって理解される。しかしながら、CDSモデルはそれに限定されず、一部の種類のCDSモデルは医師が導出値若しくは構成画像に基づいて対象の診断結果若しくは健康状態を取得することができないようなものである。言い換えれば、CDSモデルの出力値は対象に関する構造的若しくは機能的情報であり得、医師は構造的若しくは機能的情報に基づいて直接対象の診断結果を得ることはできない。

20

【0020】

従来、異なるモードの画像はそれらを一緒に重ね合わせる／重畳することによって単一画像であらわされ得る。複数画像を重ね合わせる場合、複数画像の画像値はオプションとして異なる重みを伴ってピクセルごとに重畳される。反対に、本発明の実施形態によれば、イメージング面若しくはボリュームにおける各点についての導出値は点自体の画像データのみに依存するのではなく隣接点の画像データにも依存する。さらに、既定モデルは典型的には非線形である臨床医療アプリケーションに従って選択される。

30

【0021】

一実施例において、導出値全てに基づいて画像を構成するステップは、画像中の各点がイメージング面における対応する点の値に従って異なる輝度若しくは色を持つように画像を構成するステップを有し得る。

【0022】

このように、医師は追加観察若しくは評価を要する部分を容易に同定することができるようにより明確な表示を提供され得る。

【0023】

本発明にかかる方法は、異なるイメージングモダリティに、例えばCT、MRI、超音波若しくは同様のものに適用され得ることに留意されたい。言い換えれば、本発明の方法において使用される医療イメージング装置はCTイメージング装置、MRIイメージング装置、若しくは超音波イメージング装置であり得る。代替的に、医療イメージング装置は複合モダリティイメージング装置であってもよい。例えば、これはCTイメージングモダリティとMRIモダリティを一つの装置において実行することができるCT/MRI複合イメージング装置であり得る。

40

【0024】

超音波イメージング装置の場合、異なるイメージングモードにおけるイメージングデータが同時に取得され、異なるイメージングモード間でイメージングデータの点レベルの対応が確立されるように、超音波イメージング装置に対する送信信号シーケンスは送信信号

50

の時系列、信号エネルギー、及びビーム形成パターンに従って設計される。

【0025】

本発明の別の態様によれば、以下を有する医療イメージングと情報表示のためのシステムが提案される：複数の異なるイメージングモードの各モードにおいて対象のイメージング面若しくはイメージングボリュームにおける複数の点の各点のイメージングデータを取得するための医療イメージング装置；当該各点について、当該各モードにおける点のイメージングデータと、当該各モードにおける点に隣接する当該複数の点のうち少なくとも一つの他の点のイメージングデータとを既定モデルに適用することによって、値を導出するための導出ユニットを有する処理装置、既定モデルは対象に関する臨床医療アプリケーションに従って選択される；及び導出された値全てに基づいて画像を構成するための構成ユニット。システムは構成された画像をユーザに表示するための表示装置をさらに有する。

10

【0026】

本開示の様々な態様と特徴は以下にさらに詳述される。本発明のこれらの及び他の態様は以下に記載の（複数の）実施形態から明らかとなりそれらを参照して解明される。

【0027】

本開示は実施形態と組み合わせて、図面を参照してより詳細に以下に記載され説明される。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明にかかる方法のフローチャートである。

20

【図2】本発明にかかるシステムのブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

図中の同じ参照記号は同様の若しくは対応する特徴及び／又は機能を示す。

【0030】

本発明は特定実施形態に関して所定図面を参照して記載されるが、本発明はそれに限定されず、クレームのみによって限定される。記載の図面は略図に過ぎず限定するものではない。図面において、例示目的で要素の一部のサイズは誇張されており原寸通りに描かれていないことがある。

30

【0031】

図1は本発明の一実施形態にかかる医療イメージングと情報表示の方法10のフローチャートである。

【0032】

以下、方法10の詳細が、特に図1に示す方法を実施するためのシステム20のブロック図である図2と併せて記載される。

【0033】

図2から見られる通り、本発明の一実施形態にかかる医療イメージングと情報表示のためのシステム20は医療イメージング装置21、処理装置22、及び表示装置23を有する。

【0034】

ここで、医療イメージング装置21はCTイメージング装置、MRイメージング装置、超音波イメージング装置であり得る。代替的に、医療イメージング装置21は複合モダリティイメージング装置であってもよい。例えば、これは一つの装置においてCTイメージングモダリティとMRIモダリティを実行することができるCT/MRI複合イメージング装置であり得る。以下、超音波イメージング装置が装置21の一実施例として使用される。

40

【0035】

さらに、処理装置22は医療イメージング装置21と結合され、CPU若しくはマイクロコントローラを伴うコンピュータ若しくは他の装置であり得る。処理装置22には、少なくともイメージング装置21からイメージングデータを処理するための導出ユニット2

50

21と構成ユニット222がある。導出ユニット221と構成ユニット222は処理装置22において個別ユニットとして示されるが、これらは一つの同じユニットで実現されてもよいことが当業者によって容易に理解されることに留意されたい。例えば、二つのユニットはコンピュータ内のCPUであり得る。

【0036】

表示装置23は任意の従来の表示装置であり得、例えば、コンピュータのディスプレイ若しくはコンソール内の個別表示画面であり得る。

【0037】

はじめに、医療イメージング装置21は異なるイメージングモードにおける情報として患者などの対象のイメージングデータを取得する。上述の通り、イメージング装置21が超音波イメージング装置である場合、これは複数の異なるイメージングモードにおいて対象のイメージング面若しくはイメージングボリュームにおける各点のイメージングデータを取得する(図1のステップ11)。複数の異なる超音波イメージングモードは、Bモード、カラー、コントラスト、ストレイン超音波及び定量エラストグラフィ超音波を含むエラストグラフィ超音波を有するがそれらに限定されない。

10

【0038】

次に、医療イメージング装置21と結合される導出ユニット221が、上記各点について、点のイメージングデータと、点に隣接する上記複数の点のうち少なくとも一つの他の点のイメージングデータとを既定モデルに適用することによって値を導出する(図1のステップ12)。

20

【0039】

さらに、構成ユニット222が導出値全てに基づいて画像を構成する(図1のステップ13)。

【0040】

ここで、既定モデルは対象に関する臨床医療アプリケーションに従って選択される。

【0041】

一実施例において、既定モデルは機械学習ベースモデルであり得る。

【0042】

一実施例において、既定モデルは構成画像が臨床判断支援情報を医師に提供し得るような臨床判断支援(CDS)モデルであり得る。

30

【0043】

当業者によって理解され得る通り、CDSモデルは対象について診断情報を出力するモデルであり得る。これは臨床オブジェクトについて予め確立される若しくは予め訓練されるCDSモデルであり得るか、又は対象に関する臨床医療アプリケーションのために適切な既存のCDSモデルもあり得る。

【0044】

一実施例において、CDSモデルは肝臓診断のために使用されるモデルであり得る。具体的に、医師が患者を肝疾患と診断するとき、超音波Bモードイメージング、カラー及びエラストグラフィからの情報に基づき、本発明の方法を用いて、医師は対象について肝疾患の確率を示す異なる場所において異なる強度の画像(若しくは画像シーケンス)を直接提供される。

40

【0045】

別の実施例では、CDSモデルは対象の血液供給機能に関する出力結果を提供し得る。医師が対象の臓器における血液供給機能を評価するとき、Bモード、カラー及びコントラストイメージングなどの異なる超音波モードの情報に基づき、三つのモードからのイメージングデータを同時に使用することによって、CDSモデルは全ての場所において臓器中のその場所における血液供給機能を示すスコア値を画像上に直接表示することができる。本発明の方法により、臨床アプリケーションのオブジェクトは医師のための関連"画像"を直接提供され、これは医師が可能性のある疾患についてROIを位置特定し、また表示画像全体から最適臨床判断支援を得ることもできるようにするのを支援し得る。

50

## 【0046】

しかしながら、CDSモデルはそれに限定されない。当該技術分野で周知の通り、一部の種類のCDSモデルは医師が導出値若しくは構成画像に基づいて対象の診断結果若しくは健康状態を取得することができないようなものである。言い換えれば、CDSモデルの出力値は対象に関する構造的若しくは機能的情報であり得る。医師はこうした構造的若しくは機能的情報に基づいて直接対象の診断結果を得ることはできないが、この構造的若しくは機能的情報は医師を支援するのに役立つことができ、診断を容易にする。

## 【0047】

一実施例において、CDSモデルはBモード、カラーモード、及びエラストグラフィモードからのイメージングデータを利用することによってより明確な解剖学的構造を得るために使用され得る。解剖学的構造について、これは高強度のBモードエコー信号としてあらわれ得る。ここで使用される"高強度"という語は他のものにも対応し得るが、この場合は高エコーエネルギーをあらわすのみである。カラーモードは血液情報をある程度まで提供し、超音波カラー画像の強い信号内部には構造がないことが多い。エラストグラフィモードは別の視点からある程度まで構造をあらわし得る弾性情報を提供する。解剖学的構造をイメージングするためのこれら三種類の情報とともに、それらを同時に"利用する"人工モデルが確立されるべきであり、出力画像は関心構造分布を直接示す。

10

## 【0048】

さらなる実施例において、CDSモデルはBモードとコントラストモードからのイメージングデータを利用することによって血管分布を得るために使用され得る。血管内部には血液がある。また血管はその独自構造を持ち、これは高強度のBモードエコー信号としてあらわされ得る。これらの二つの態様を同時に考慮することによって、その一方のみを考慮することによってよりも血管が良好に定義され得る。従って、二種類の情報により、人工モデルは血管である場所の確率を示すように訓練され得る。そして出力画像は血管分布を示す。

20

## 【0049】

さらに別の実施例において、CDSモデルはBモード、カラーモード、コントラストモード及びエラストグラフィモードからのイメージングデータを利用することによって組織(物質)画像を得るために使用され得る。一部の組織は多くの特徴を持ち、Bモード、カラー、コントラスト、及びエラストグラフィなどがこうした特徴の一つ若しくは一部をあらわし得る。それらの全てを考慮することにより、組織の種類がよく定義され得る。それらを全て考慮するために、人工モデルが確立されるべきである。そして出力画像は異なるアプリケーションに従って異なる組織分布を示し得る。

30

## 【0050】

ここで、ステップ12において、イメージング面若しくはイメージングボリュームにおける各点についての値は点それ自体のイメージングデータのみからではなく、点に隣接する少なくとも一つの他の点のイメージングデータにも基づいて導出されることに留意されたい。このように、導出値及び従って構成画像の品質のさらなる改良が実現され得る。

40

## 【0051】

当業者は、少なくとも一つの他の点の各々と点との間の距離が既定値を超えないことを容易に理解し得る。例えば、一実施例において、少なくとも一つの他の点は目標点に最も近い点であり得る。言い換えれば、それらはイメージング面若しくはイメージングボリュームにおいて目標点に関して右上、左上、右下、左下の点であり得る。

## 【0052】

次に、表示装置23は構成画像をユーザに出力する(図1のステップ14)。

## 【0053】

従来の画像処理法と比較して、本発明にかかる方法10は医師が異なるモードにおいてオブジェクトを示すために関心領域(ROI)を選択し、そして情報自体を提供するために関連分析又はコンピュータアルゴリズムを適用することを要求せず、その結果概して医師の負担を大幅に軽減する。

50

**【 0 0 5 4 】**

さらに、本発明にかかる方法ではイメージング面若しくはイメージングボリュームにおける各点が値を持ち、これは点のイメージングデータと点に隣接する少なくとも一つの他の点のイメージングデータとに従って既定医療アプリケーション関連モデルから出力され、そして全ての点の全導出値に基づいて画像が構成されてユーザに表示されるので、方法は医師にとってリアルタイムスクリーニングを可能にする。

**【 0 0 5 5 】**

例えば、超音波スクリーニング中、医師がプローブを特定場所へ動かすとき、視野内の各ピクセルについての導出値はリアルタイムに医師に提示される画像として鮮明に表示され、医師がプローブの角度若しくは位置を変更するとき、提示画像はそれに従って更新される。

10

**【 0 0 5 6 】**

さらに、本発明の方法は臨床オブジェクトについての情報をピクセルレベルで直接伝える画像をあらわし得るので、医師は従来のR O I法と比較して高解像度の画像を提供され、従ってオブジェクトを見過ごさない。

**【 0 0 5 7 】**

さらに、本発明にかかる方法において、イメージング面若しくはイメージングボリュームにおける各点についての値は点それ自体のイメージングデータのみからではなく、点に隣接する少なくとも一つの他の点のイメージングデータにも基づいて導出される。このように、導出値及び従って構成画像の品質のさらなる改良が実現され得る。

20

**【 0 0 5 8 】**

一実施例において、全導出値に基づいて画像を構成するステップ13は、画像中の各点がイメージング面における対応する点の値に従って異なる輝度若しくは色を持つように画像を構成するステップを有し得る。

**【 0 0 5 9 】**

例えば、イメージング面における点の値が高い場合、取得画像における対応する点についての輝度は高くなる。代替的に、画像面における点の値が高い場合、取得画像における対応する点についての輝度は低くなる。

**【 0 0 6 0 】**

このように、医師はより明確な表示を提供され得るので、追加観察若しくは評価を要する部分を容易に同定することができる。

30

**【 0 0 6 1 】**

本発明の原理及び本発明にかかる方法の基本フローチャートは上記に詳述されている。次に、ステップ11がその要件を明確にするために詳細に説明される。

**【 0 0 6 2 】**

上述の通り、ステップ11において、複数の異なるイメージングモードにおいて対象のイメージング面若しくはイメージングボリュームにおける各点のイメージングデータが取得されるべきである（図1のステップ11）。

**【 0 0 6 3 】**

"異なるイメージングモードにおける各点のイメージングデータ"という表現を使用する理由は、ピクセルレベルの画像処理を実行するために、次のプロセスについて全ての場所（点）において情報の対応を保証するべく全モード間でピクセルレベルの対応が得られるべきであるからである。C T及びM Rイメージングの場合、そのイメージング原理のために、全モード間のピクセルレベルの対応が実現可能であると思われる。しかしながら超音波イメージングの場合これは非常に難しい。

40

**【 0 0 6 4 】**

具体的には、現在、超音波システムはスキャンモード変化の際にピクセルレベルの対応を直接提供することができない。異なるモード（Bモード、カラー、コントラスト、ストレイン、及び定量エラストグラフィ）によって、画像は全く異なる。従って従来のレジストレーションアルゴリズムはここではもはや適切でない。

50

## 【0065】

本発明の背景技術において述べた通り、一部の超音波イメージングモードの場合、ピクセルレベルの対応を伴って異なるモダリティを同時にイメージングすることが実現されるとみなされ得る。例えば、カラーイメージングとして、カラーモダリティ用の無線周波数(RF)信号シーケンスはBモードイメージングモダリティを得るためにも使用されることがある。これに基づき、カラー及びBモード間のピクセルレベルの対応がリアルタイムイメージングのために実現される。しかしながら、これらの同時モダリティを使用するために、今日これらは単に表示のためにピクセルレベルで組み合わされ、そして医師はこれらを従来のイメージングモダリティとして使用し、これらを従来の方法で処理する必要がある。従って、高次元データをうまく同時処理する方法は依然医師にとって困難な課題である。一方、こうした種類の現在のイメージングモダリティのRF信号は異なるイメージングモードを生成するには制限が多過ぎることが多い。上記信号の数は一般にたった2であり、これは十分なイメージング情報を提供してその後のCDS処理を実現するためには不十分であり得る。超音波において広範囲のイメージングモードを考慮するとき、その生のイメージングRFデータは全く異なる。

10

## 【0066】

従って、上述の超音波イメージングに関する問題を考慮して、本発明の発明者らはさらに全ての超音波イメージングモード間でピクセルレベルの対応を得るために超音波イメージング装置のための送信信号シーケンスを特異的に設計することを提案する。

20

## 【0067】

原則的に、本発明の発明者らは、異なるイメージングモードにおけるイメージングデータが同時に取得され、イメージングデータの点レベルの対応が異なるイメージングモード間で確立されるように、超音波イメージング装置のための送信信号シーケンスが送信信号の時系列、信号エネルギー、及びビーム形成パターンに従って設計され得ることを発見した。

## 【0068】

一実施例において、イメージングモードは五つのモード：Bモード、カラー、コントラスト、ストレイン及びエラストグラフィのうち少なくとも二つを有する。

## 【0069】

さらなる実施例において、五つの超音波イメージングモード全てが使用される場合、送信信号シーケンスは、第二の典型的な超音波面送信(plane transmit)の位相が反転される二つの高エネルギー及び高集束超音波面送信で補間される三つの典型的な超音波面送信を有するように設計される。

30

## 【0070】

一般に、一つのモードにおけるイメージングのための送信信号シーケンスは多くの超音波送信から成るとみなされ得る。異なるモードによって、必要な送信の組み合わせは異なる。例えば、Bモードイメージングは少なくとも一つの典型的な超音波面送信を要する。カラーイメージングは少なくとも三つの典型的な超音波面送信を要するはずである。ストレインイメージングは少なくとも二つの典型的な超音波面送信を要する。せん断波定量エラストグラフィは少なくとも二つの高エネルギー及び高集束超音波面送信を要する。コントラストイメージングは少なくとも二つの典型的な超音波面送信と一つの逆面送信を要する。本発明の方法の場合、異なるモードの同時イメージングが要求される。従来の送信ハードウェアが変わらず、上述のモードの全送信信号が異なる送信信号シーケンスのカスケードを作るようにただ直接組み合わされる場合、総送信信号シーケンスについて少なくとも $1 + 3 + 2 + 2 + 3 = 11$ の面送信があることになる。多過ぎる面送信から成る送信信号シーケンスはイメージングについて低フレームレートをもたらす可能性があり、さらに"異なるモードの情報の同時取得"に影響する可能性がある。

40

## 【0071】

この考察に基づき、送信信号シーケンス及び関連ハードウェアは特異的に設計されるべきである。基本原理は一つのモードに対する面送信が他のモードのイメージングのために

50

も適用可能であるべきであるということであり、そのために一つの信号シーケンスにおける詳細な出現順は変化し得る。また上記実施例に関して、一つの可能なRF信号送信シーケンスは、第二の典型的な超音波面送信が位相において反転されるべきである、二つの高エネルギー及び高集束超音波面送信で補間される三つの典型的な超音波面送信であり得る。受信のために、第一の典型的な超音波面送信が典型的にはBモードイメージングを生成するために受信される。第一及び第三の典型的な超音波面送信は典型的にはストレインモードを生成するために受信される。カラー モードを生成するために第一及び第三の典型的な超音波面送信が典型的に受信され、第二の典型的な超音波面送信が逆に受信される。二つの高エネルギー及び高集束超音波面送信について、それらの各々の直後に高速受信スキャンが実行されるべきであり、そしてせん断波エラストグラフィが取得され得る。コントラストモードについて、コントラスト画像情報を生成するために三つの典型的な超音波面送信が典型的に受信される。シーケンスにおける面送信の総数はたった5であることがわかる。

10

## 【0072】

異なるモード全てが同じ生の送信信号シーケンスに由来するので、異なるモード間のピクセルレベルの対応がうまく得られる。異なるハードウェア特徴のために、リアルタイムイメージングのための面送信の最大許容数は異なる可能性があり、従ってより多くの面送信が一つのモードのために使用され得る。しかし本発明の方法の基本設計原理は同じままであるべきである。

20

## 【0073】

図2は本発明にかかるシステム20の基本ブロック図を示すのみであるが、上記方法10における各ステップに対応して、関連方法ステップを実行する対応ユニットがあり得ることが当業者によって容易に理解され得る。

## 【0074】

処理装置22に含まれるユニット221及び222について、一実施例では、処理装置22自体がCPUとメモリを伴うパーソナルコンピュータ、シングルチップマイクロコンピュータ又はCPU(すなわち処理ユニット)単独であり得る。従って、その中に含まれる各ユニットはソフトウェア若しくはコンピュータ可読命令として実現され得る。

## 【0075】

しかしながら、当業者によって容易に理解される通り、各ユニットは、ハードウェアエンティティであってもよい。言い換えれば、処理装置22は別個のハードウェアモジュールから構成され得る。ユニットの各々は單一プロセッサ若しくは複数のプロセッサによって実現され得る。

30

## 【0076】

本発明において示される方法10のステップは上述のステップに限定されないべきであることに留意されたい。請求される本発明の様々な態様はこれら特定の詳細から外れる他の実施例において実施されてもよいことが当業者に明らかであろう。

## 【0077】

さらに、ROIが明細書を通じて使用されるが、当業者はROI"関心領域"という語が2Dシナリオの場合に使用され、一方VOI、すなわち"関心ボリューム"という語が3Dの場合に使用されることを容易に理解し得る。

40

## 【0078】

さらに、当業者によって容易に理解され得る通り、複数の手段を列挙する装置クレームにおいて、これら手段の複数はハードウェアの一つの同じ項目によって具体化されることができる。特定の手段が相互に異なる従属クレームにおいて列挙されるという単なる事実はこれら手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。

## 【0079】

上述の実施形態は本発明を限定するのではなく、当業者は添付のクレームの範囲から逸脱することなく代替的実施形態を設計することができるであろうことが留意されるべきである。クレーム中、括弧の間に置かれる任意の参照記号はクレームを限定するものと解釈

50

されてはならない。"有する"という語はクレーム中若しくは記載中に列挙されない要素若しくはステップの存在を除外しない。ある要素に先行する" a "若しくは" a n "という語はかかる要素の複数の存在を除外しない。複数のユニットを列挙するシステムクレームにおいて、これらユニットの複数はソフトウェア及び / 又はハードウェアの一つの同じ項目によって具体化されることができる。第一、第二及び第三などの語の使用はいかなる順序も示さない。これらの語は名前として解釈されるものとする。

【図 1】

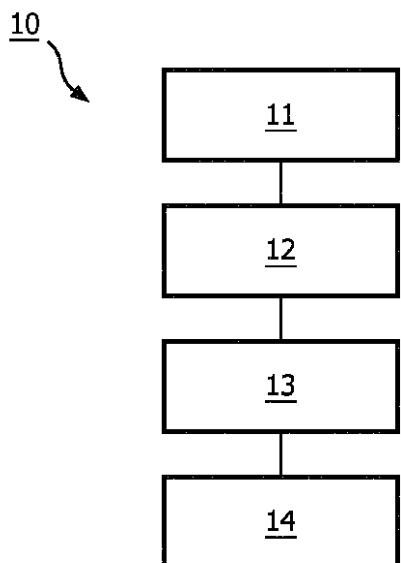


FIG. 1

【図 2】

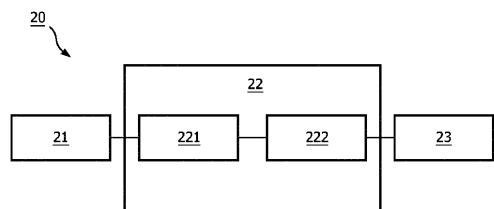


FIG. 2

## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/EP2014/067139												
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61B8/00 A61B8/08 G06F19/00 G06T7/00 ADD.														
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC														
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G06F G06T														
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched														
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data														
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Category*</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center; padding: 2px;">X</td> <td style="padding: 2px;">US 6 186 949 B1 (HATFIELD WILLIAM THOMAS [US] ET AL) 13 February 2001 (2001-02-13) abstract figures 2-14 column 6, line 45 - column 17, line 62 -----</td> <td style="text-align: center; padding: 2px;">1-15</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center; padding: 2px;">A</td> <td style="padding: 2px;">US 2007/016029 A1 (DONALDSON BRENDA [US] ET AL) 18 January 2007 (2007-01-18) abstract figure 2 paragraph [0053] -----</td> <td style="text-align: center; padding: 2px;">5</td> </tr> <tr> <td style="text-align: center; padding: 2px;">A</td> <td style="padding: 2px;">WO 2012/101511 A2 (CARDIO ART TECHNOLOGIES LTD [IL]; FURMAN DAN GUR [IL]; VARON NISSIM [I]) 2 August 2012 (2012-08-02) abstract figure 1C paragraph [0062] -----</td> <td style="text-align: center; padding: 2px;">8</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	US 6 186 949 B1 (HATFIELD WILLIAM THOMAS [US] ET AL) 13 February 2001 (2001-02-13) abstract figures 2-14 column 6, line 45 - column 17, line 62 -----	1-15	A	US 2007/016029 A1 (DONALDSON BRENDA [US] ET AL) 18 January 2007 (2007-01-18) abstract figure 2 paragraph [0053] -----	5	A	WO 2012/101511 A2 (CARDIO ART TECHNOLOGIES LTD [IL]; FURMAN DAN GUR [IL]; VARON NISSIM [I]) 2 August 2012 (2012-08-02) abstract figure 1C paragraph [0062] -----	8
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
X	US 6 186 949 B1 (HATFIELD WILLIAM THOMAS [US] ET AL) 13 February 2001 (2001-02-13) abstract figures 2-14 column 6, line 45 - column 17, line 62 -----	1-15												
A	US 2007/016029 A1 (DONALDSON BRENDA [US] ET AL) 18 January 2007 (2007-01-18) abstract figure 2 paragraph [0053] -----	5												
A	WO 2012/101511 A2 (CARDIO ART TECHNOLOGIES LTD [IL]; FURMAN DAN GUR [IL]; VARON NISSIM [I]) 2 August 2012 (2012-08-02) abstract figure 1C paragraph [0062] -----	8												
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.														
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed														
*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family														
Date of the actual completion of the international search  18 September 2014		Date of mailing of the international search report  26/09/2014												
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.O. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Moehrs, Sascha												

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No  
PCT/EP2014/067139

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 6186949	B1	13-02-2001		NONE
US 2007016029	A1	18-01-2007	EP 1909649 A1	16-04-2008
			US 2007016029 A1	18-01-2007
			WO 2007011554 A1	25-01-2007
WO 2012101511	A2	02-08-2012	CA 2823872 A1	02-08-2012
			CN 103429167 A	04-12-2013
			EP 2667783 A2	04-12-2013
			JP 2014503329 A	13-02-2014
			US 2013310691 A1	21-11-2013
			WO 2012101511 A2	02-08-2012

---

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,R,S,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,H,R,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US

(72)発明者 デン インフェイ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 リー シャオミン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 グー シャオリン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 シャムダサニ ヴィージェイ タンクール  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ウー イン  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

F ターム(参考) 4C601 DD19 DE06 EE08 EE10 EE11 EE30 HH04 KK12 KK19 KK31

LL38